

## Выводы

1 Изменение по высоте промежуточной полочной связи при двухъярусном бандажированом лопаточном аппарате оказывает значительное влияние на вторую и третью гармоники собственных частот и незначительное влияние на первую гармонику.

2 Имеется опасная частота соответствующая  $p_{31}$  и эффективным путем решения этой проблемы может быть проведение оптимизации при варьировании не только положением промежуточного бандажа на пере лопатки, но и его формой.

**Список литературы:** 1. *Степченко О. С., Артьомов С. Л.* Дослідження впливу різних типів бандажа на міцності характеристики двохбандажних лопаток парових турбін // Інформаційні технології: наука, техніка, технологія, освіта, здоров'я: Тези доповідей XVIII міжнарод. наук.-практ. конф. (12-14 травня. 2010 р.). – Ч 1. – Харків: НТУ «ХПІ», 2010. – С. 44. 2. *Зиньковский А. П., Бусленко И. Н., Матвеев В. В.* Локализация колебаний бандажированного лопаточного венца рабочего колеса турбомашин // Проблемы прочности. – 1994. – № 7. – С. 53-61. 3. *Жовдак В. О., Зиньковский А. П., Степченко О. С., Круглий Я. Д.* Нелінійні коливання пакетів лопаток з роз'ємними з'єднаннями // Проблемы машиностроения. – Харьков: Контраст, 2009. – Т. 12, № 4. – С.45-53. 4. *Демур Я. Д., Жовдак В. А., Ларин А. А., Степченко А. С., Соляникова Ю. В.* Исследование динамического контактного взаимодействия в межбандажных соединениях пакетов лопаток паровых турбин с расстройкой // Проблеми обчислювальної механіки і міцності конструкцій: Збірник наук. праць ДНУ. – Дніпропетровськ, 2007. – Вип. 11. – С.53-62.

*Поступила в редколлегию 24.11.2010*

УДК 539.3

**В.Г.СУКИАСОВ**, канд. техн. наук, НТУ «ХПИ»;  
**В.П.ЧАПЛИНСКИЙ**, МОЗ Украины, Харьков

## АНАЛИЗ ВЛИЯНИЯ КОНСТРУКТИВНЫХ ОСОБЕННОСТЕЙ ФИКСАТОРА И ФОРМЫ ПЕРЕЛОМА НА МЕХАНИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ ПЛАСТИНЧАТОГО ОСТЕОСИНТЕЗА

На основі скінченноелементного аналізу виконане зіставлення різних варіантів фіксації прямого й косого переломів великої гомілкової кістки з позицій жорсткості й напруженого стану під дією фізіологічного навантаження.

The comparison of various options fixing the direct and oblique fractures of tibia based on finite element analysis is performed from the standpoint of stiffness and stress state under the action of physiological load.

При выборе способа фиксации переломов конечностей хирургам в основном приходится полагаться на имеющийся клинический опыт и интуитивные представления о возможных положительных и отрицательных эффектах. Вместе с тем современные средства компьютерного моделирования и анализа да-

ют возможность для обоснованного решения о наиболее рациональном варианте на основе теоретического прогнозирования последствий операции.

В настоящее время одним из наиболее эффективных способов фиксации считается пластинчатый остеосинтез с несущим элементом в виде металлической планки [1]. В данной работе ставится задача сопоставления различных вариантов конструктивного исполнения ортопедических фиксаторов пластинчатого типа с точки зрения механических аспектов восприятия синтезированной костью физиологических нагрузок в ходе восстановительного периода. При этом рассматривается фиксация прямого и косого (под  $45^\circ$  к осевой линии) переломов в центральной части большой берцовой кости. В обоих случаях осевой зазор между торцами фрагментов кости составляет 1,5 мм.

Основу исследования составляет конечноэлементный анализ статического деформирования объемной модели сломанной кости с установленным на ней фиксатором. При этом возможна полноконтактная фиксация путем крепления планки непосредственно к кости с помощью расположенных в один ряд шурупов, либо многоплоскостная, при которой шурупы находятся в разных плоскостях. Для обоих способов рассматривались варианты крепления фиксатора к кости посредством 6 либо 8 шурупов, – соответственно по 3 либо по 4 с каждой стороны от перелома. Кроме того, исследована также фиксация косого перелома с применением 7 шурупов, когда устанавливается добавочный шуруп для непосредственного соединения фрагментов кости в месте перелома. Необходимые геометрические объекты были созданы средствами твердотельного моделирования. Некоторые из них показаны на рис. 1 и 2.

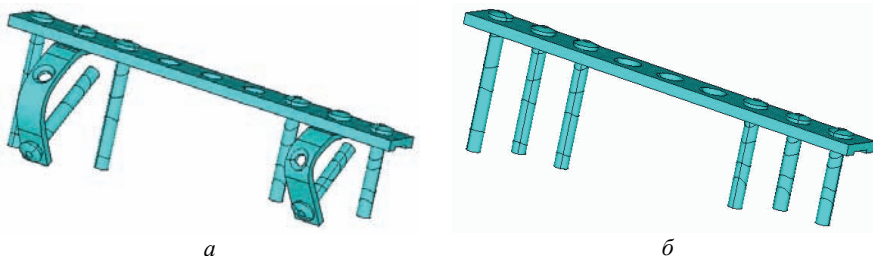


Рисунок 1 – Модели фиксаторов (*а* – многоплоскостного, *б* – полноконтактного) с использованием 6-и крепежных шурупов

Дискретизация объемов выполнена 10-узловыми тетраэдральными элементами. Количественные данные о разбиении изучаемых моделей приведены в табл. 1 и свидетельствуют о сопоставимости густоты конечноэлементных сеток. Достоверность полученных решений обоснована сопоставлением результатов, полученных с применением сеток различной густоты.

Рассматриваемые модели рассчитывались при действии осевого сжатия, имитирующего физиологическую нагрузку на синтезированную кость. Количественно оценивалась подвижность фрагментов сломанной кости, а также уровень напряженного состояния фиксатора и кости.

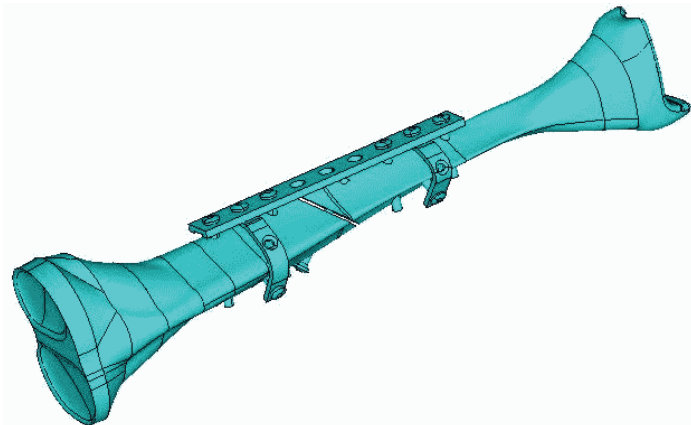


Рисунок 2 – Модель многоплоскостной фиксации косого перелома семью шурупами

Таблица 1

Вид перелома	Число шурупов	Многоплоскостная фиксация		Полноконтактная фиксация	
		Число элементов	Число узлов	Число элементов	Число узлов
прямой	6	143765	221166	128360	196929
прямой	8	177977	268328	148975	225624
косой	6	150556	231764	140861	215357
косой	8	165920	253710	148419	226257
косой	7	159508	243965	148424	226897

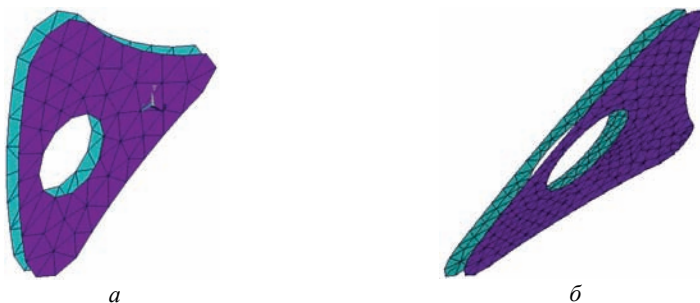
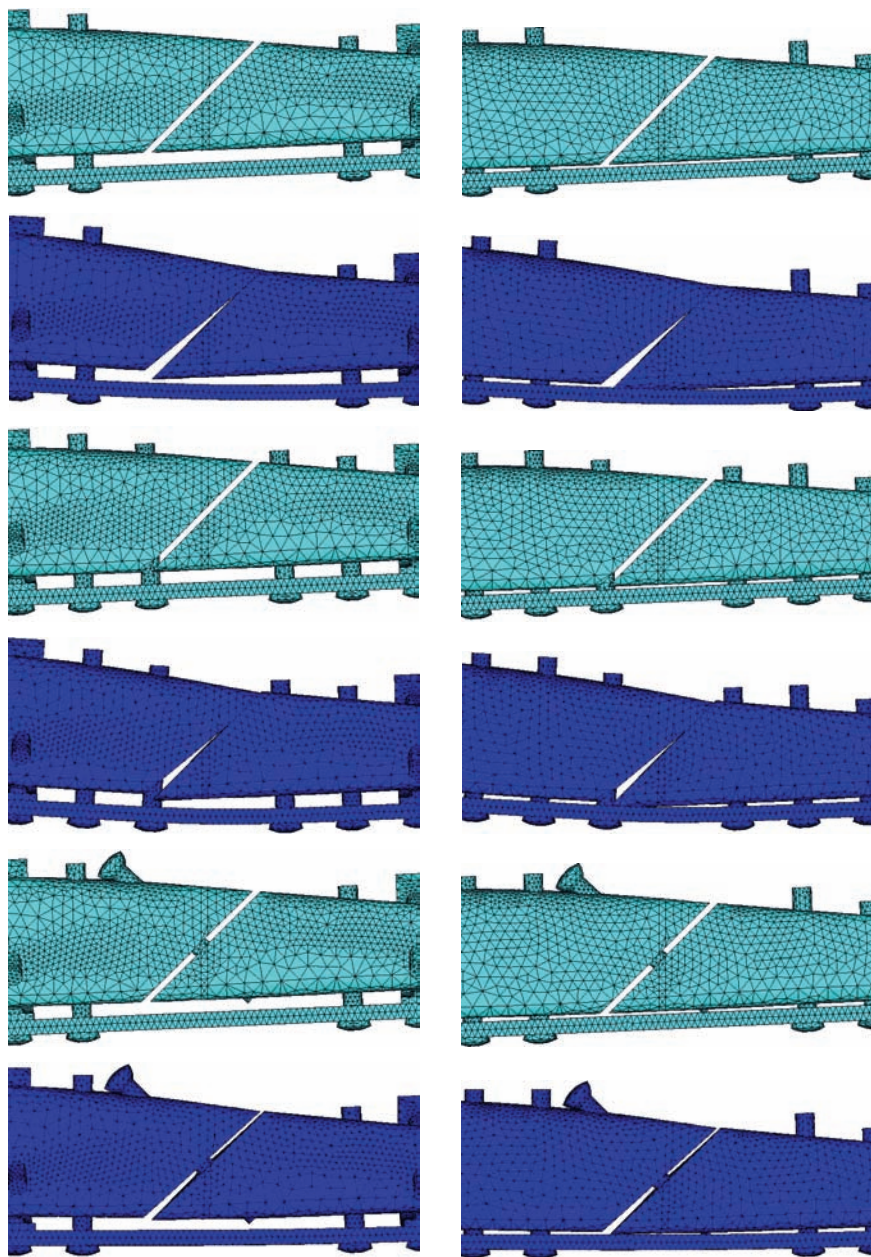


Рисунок 3 – контактные пары (*a* – прямой перелом; *б* – косой перелом)

Материал фиксатора и крепежных деталей – сталь с модулем упругости  $E = 2 \cdot 10^{11}$  Па и коэффициентом Пуассона  $\nu = 0,3$ . Для упругих характеристик кости приняты значения  $E = 1 \cdot 10^{10}$  Па и  $\nu = 0,36$  в центральной части, а в области суставов –  $E = 9 \cdot 10^9$  Па,  $\nu = 0,38$  [2–4]. Величина сжимающей силы составляет 800 Н. При такой нагрузке фрагменты кости вступают в соприкосно-



многоплоскостная фиксация

полноконтантная фиксация

Рисунок 4 – исходные и деформированные конфигурации для случая косого перелома

вание, что означает необходимость постановки и решения нелинейной контактной задачи. Для ее численного решения применяется итерационная процедура расширенного метода множителей Лагранжа, представляющего собой модификацию метода штрафных функций [5]. Контактные пары на торцах фрагментов для случаев прямого и косого переломов показаны на рис. 3.

Участок модели в зоне косого перелома и его деформированное состояние при действии осевого сжатия для двух способов фиксации с использованием различного числа шурупов показаны на рис. 4 (вид сбоку).

Для оценки подвижности зафиксированной кости в месте перелома подсчитываются разности соответствующих компонент перемещений, найденных в характерных точках верхнего и нижнего торцов:

$$\begin{aligned}\Delta u_x &= u_x^{(верх)} - u_x^{(низ)} ; \\ \Delta u_y &= u_y^{(верх)} - u_y^{(низ)} ; \\ \Delta u_z &= u_z^{(верх)} - u_z^{(низ)} .\end{aligned}\tag{1}$$

Расположение упомянутых точек показано на рис. 5.

Относительные перемещения торцов для случая прямого перелома представлены в табл. 2 и 3, а для косого перелома – в табл. 4-6.

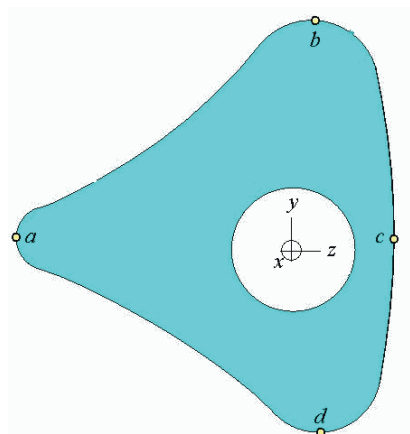


Рисунок 5 – Контрольные точки в месте перелома

Таблица 2

точка	многоплоскостная фиксация 6-ю шурупами			полноконтантная фиксация 6-ю шурупами		
	$\Delta u_x$ , мм	$\Delta u_y$ , мм	$\Delta u_z$ , мм	$\Delta u_x$ , мм	$\Delta u_y$ , мм	$\Delta u_z$ , мм
a	0,8471	0,1524	0,0216	0,7842	0,1329	0,0218
b	1,5409	0,1327	0,0322	1,5421	0,1089	0,0348
c	0,8967	0,1390	0,0230	0,8360	0,1141	0,0230
d	0,2648	0,1422	0,0153	0,1571	0,1182	0,0127

Таблица 3

	многоплоскостная фиксация 8-ю шурупами			полноконтактная фиксация 8-ю шурупами		
точка	$\Delta u_{x_1}$ , мм	$\Delta u_{y_1}$ , мм	$\Delta u_{z_1}$ , мм	$\Delta u_{x_2}$ , мм	$\Delta u_{y_2}$ , мм	$\Delta u_{z_2}$ , мм
a	0,8293	0,1984	0,0260	0,7623	0,1879	0,0285
b	1,5368	0,1772	0,0368	1,5338	0,1638	0,0427
c	0,8616	0,1800	0,0265	0,7971	0,1639	0,0289
d	0,2355	0,1831	0,0177	0,1303	0,1684	0,0173

Таблица 4

	многоплоскостная фиксация 6-ю шурупами			полноконтактная фиксация 6-ю шурупами		
точка	$\Delta u_{x_1}$ , мм	$\Delta u_{y_1}$ , мм	$\Delta u_{z_1}$ , мм	$\Delta u_{x_2}$ , мм	$\Delta u_{y_2}$ , мм	$\Delta u_{z_2}$ , мм
a	1,2017	0,7905	0,0324	1,0331	0,6278	0,0326
b	2,1327	-0,0169	0,0007	1,9583	-0,1874	0,0009
c	1,4119	0,6485	0,0261	1,2425	0,4860	0,0268
d	0,2949	1,7364	0,0591	0,1366	1,5657	0,0610

Таблица 5

	многоплоскостная фиксация 8-ю шурупами			полноконтактная фиксация 8-ю шурупами		
точка	$\Delta u_{x_1}$ , мм	$\Delta u_{y_1}$ , мм	$\Delta u_{z_1}$ , мм	$\Delta u_{x_2}$ , мм	$\Delta u_{y_2}$ , мм	$\Delta u_{z_2}$ , мм
a	0,9893	0,3302	0,0324	0,8675	0,2884	0,0333
b	1,7671	-0,3852	0,0190	1,6658	-0,4808	0,0227
c	1,1441	0,2078	0,0330	1,0233	0,1566	0,0348
d	0,2393	1,0949	0,0500	0,1119	1,0600	0,0482

Таблица 6

	многоплоскостная фиксация 7-ю шурупами			полноконтактная фиксация 7-ю шурупами		
точка	$\Delta u_{x_1}$ , мм	$\Delta u_{y_1}$ , мм	$\Delta u_{z_1}$ , мм	$\Delta u_{x_2}$ , мм	$\Delta u_{y_2}$ , мм	$\Delta u_{z_2}$ , мм
a	0,0328	0,0831	0,0233	0,0348	0,0821	0,0230
b	0,1650	-0,0232	0,0081	0,1647	-0,0308	0,0077
c	0,0830	0,0511	0,0194	0,0846	0,0500	0,0185
d	0,0140	0,1163	0,0379	0,0062	0,1223	0,0369

Таблица 7

расчетная характеристика		$\sigma_{i \max}$ , Па	
способ фиксации		многоплоскостной	полноконтактный
6 шурупов	планка	$0,41673 \cdot 10^9$	$0,51532 \cdot 10^9$
	кость	$0,12037 \cdot 10^9$	$0,14053 \cdot 10^9$
8 шурупов	планка	$0,77796 \cdot 10^9$	$0,85187 \cdot 10^9$
	кость	$0,73003 \cdot 10^8$	$0,55981 \cdot 10^8$

Таблица 8

расчетная характеристика		$\sigma_{i \max}$ , Па	
способ фиксации		многоплоскостной	полноконтakтный
6 шурупов	планка	$0,70959 \cdot 10^9$	$0,87372 \cdot 10^9$
	кость	$0,15951 \cdot 10^9$	$0,15017 \cdot 10^9$
8 шурупов	планка	$0,91490 \cdot 10^9$	$0,10389 \cdot 10^{10}$
	кость	$0,73930 \cdot 10^8$	$0,50674 \cdot 10^8$
7 шурупов	планка	$0,12063 \cdot 10^9$	$0,99619 \cdot 10^8$
	кость	$0,13071 \cdot 10^9$	$0,13835 \cdot 10^9$

Сравнительный анализ показывает, что при осевом сжатии полноконтakтный способ в основном обеспечивает большую жесткость фиксации по сравнению с многоплоскостным. Непосредственное скрепление частей кости добавочным шурупом в месте косоого перелома (фиксация 7-ю шурупами) существенно увеличивает жесткость соединения, при этом фрагменты не вступают в контакт под действием осевого сжатия.

Уровень напряженного состояния изучаемых объектов оценивался по величине интенсивности напряжений  $\sigma_i$ . Данные о наибольших напряжениях в табл. 7 и 8 соответствуют случаям прямого и косоого переломов.

При сопоставлении двух способов фиксации, с точки зрения нагруженности несущей планки более выгодным представляется многоплоскостной способ, исключая вариант крепления 7-ю шурупами. С позиций напряженного состояния кости ни один из способов не обнаруживает однозначного преимущества.

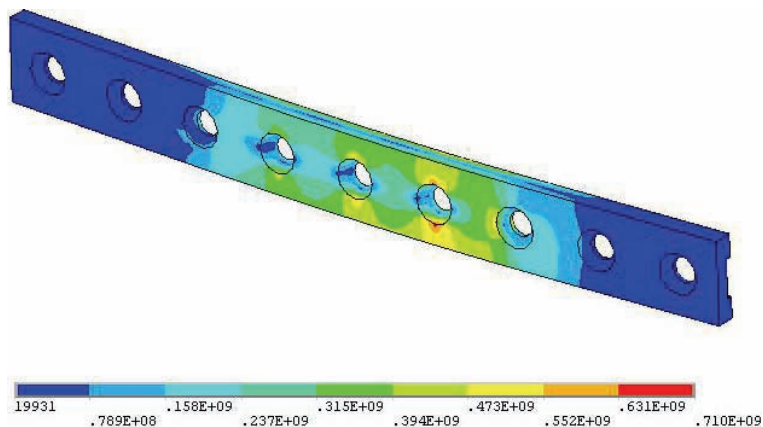


Рисунок 6 – Напряженное состояние планки при использовании 6-и шурупов

Если сравнивать варианты использования шести и восьми крепежных шурупов, то большее их число, естественно, повышает жесткость фиксации, однако в случае прямого перелома этот эффект едва заметен. В то же время, применение восьми шурупов вместо шести увеличивает нагрузку на планку,



одновременно разгружая кость. При этом напряженное состояние планки становится более неоднородным, что иллюстрируют рис. 6 и 7, где показаны поля интенсивности напряжений для случая многоплоскостной фиксации косого перелома.

Вблизи контуров свободных отверстий планки наблюдается наибольший уровень напряженного состояния, поэтому с целью его снижения представляется целесообразным закрывать эти отверстия заглушками либо предусмотреть набор конструкций планки с различным расположением отверстий, чтобы при установке на кость не оставалось свободных отверстий в нагруженной зоне. Эффект от подобной модернизации виден на рис. 8, который соответствует модели многоплоскостной фиксации косого перелома с закрытым свободным отверстием планки. Наличие заглушки снижает уровень наибольших напряжений, обеспечивая более однородное напряженное состояние в центральной части планки.

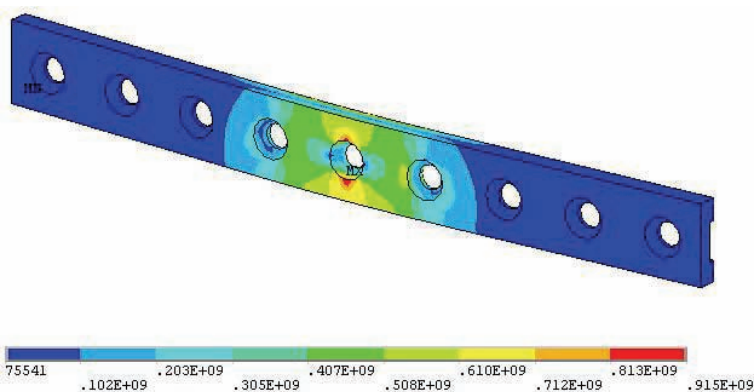


Рисунок 7 – Напряженное состояние планки при использовании 8-и шурупов

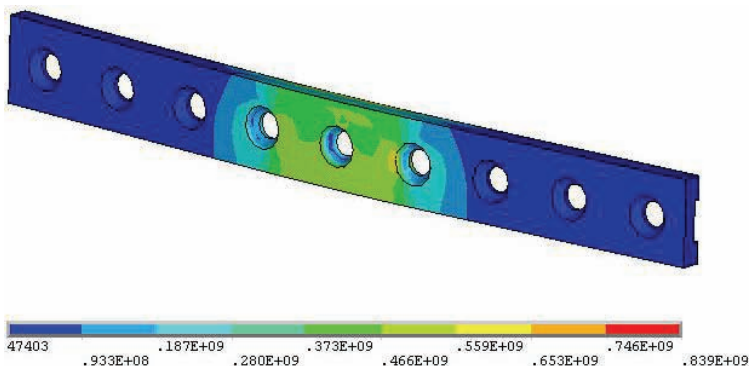


Рисунок 8 – Напряженное состояние планки с заглушкой при использовании 8-и шурупов



По сравнению с полноконтактным способом многоплоскостной выглядит предпочтительнее в отношении напряженного состояния фиксатора и микроподвижности в зоне перелома. Основное же его преимущество состоит в большей надежности фиксации в ходе восстановительного периода, когда проявляется эффект проскальзывания между костной тканью и крепежными деталями. В такой ситуации может произойти отход планки, установленной посредством параллельных шурупов, вплоть до полной потери фиксации. Многоплоскостной фиксатор исключает подобную опасность за счет шурупов разных направлений.

**Список литературы:** 1. Gardner T.N., Simpson H., Kenwright J. Rapid application fracture fixators – an evaluation of mechanical performance. – *Clinical Biomechanics*, 2001. – 16. – P. 151-159. 2. Weiner S., Traub W., Wagner H.D. Lamellar Bone: Structure–Function Relations. – *J. of Struct. Biology*. 1999. – 126. – P. 241-255. 3. Choi K., Kuhn J.L., Ciarelli M.J., Goldstein S.A. The elastic moduli of human subchondral, trabecular, and cortical bone tissue and the size-dependency of cortical bone modulus. – *J. Biomech.* 1990. – 23(11). – P. 1103-1113. 4. Rho J.Y., Ashman R.B., Turner C.H. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. – *J. Biomech.* 1993. – 26(2). – P. 111-119. 5. Пантелеев А. В., Летова Т. А. Методы оптимизации в примерах и задачах: Учеб. пособие. – М.: Высшая школа, 2002. – 544 с.

*Поступила в редколлегию 12.11.2010.*

УДК 620.171.3, 53.072.11

**А.А.ТЕСЛЕНКО**, канд. физ.-мат. наук, доцент, Национальный университет гражданской защиты Украины, Харьков

## **ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДА КОНЕЧНЫХ ФОТОУПРУГИХ ЭЛЕМЕНТОВ К ИССЛЕДОВАНИЮ ОСТАТОЧНЫХ НАПРЯЖЕНИЙ В МОНОКРИСТАЛЛИЧЕСКИХ ПЛАСТИНАХ, ОБЛУЧЕННЫХ ИК-ЛАЗЕРОМ.**

У роботі розглядається застосування методу кінцевих фотопружних елементів до дослідження залишкових напружень у кристалах опромінених ІК-лазером. Визначені залишкові напруження та помилка в їх значеннях. Доведено, що в припущенні двовимірних напружень величина помилки припустима, а сам метод визначення коректний.

Application of photoelasticity finite elements method is investigated for research of residual stresses in the crystals that radiation-exposed infra-red laser. Residual stresses and mistakes are obtained. In supposition of two-dimensional stresses, the error is small, and the method is correct.

**1 Введение.** В настоящее время наблюдается повышение интереса к методу фотоупругости. Разрабатываемые методологии и устройства находят применение, например, при производстве стекол для TFT мониторов. Имеется два направления развития метода фотоупругости. Первое – развитие методологии и автоматизации измерений поляризационных параметров, второе – развитие методов интерпретации измерений. В данной статье представлено вто-